



TITLE:

203Hg-Neohydrinによる,腎 scintigram及び腎摂取率の研究 第 I篇: 腎scintigramの基礎的検討

AUTHOR(S):

高橋, 陽一

CITATION:

高橋, 陽一. 203Hg-Neohydrinによる,腎scintigram及び腎摂取率の研究
第I篇: 腎scintigramの基礎的検討. 泌尿器科紀要 1964, 10(2): 61-75

ISSUE DATE:

1964-02

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/112523>

RIGHT:

^{203}Hg -Neohydrin による, 腎 scintigram 及び 腎摂取率の研究

第 I 篇 腎 scintigram の基礎的検討

京都大学医学部泌尿器科教室 (主任 稲田 務教授)

助手 高 橋 陽 一

INVESTIGATIONS ON THE RENAL SCINTIGRAM AND RENAL UPTAKE RATE USING ^{203}Hg -NEOHYDRIN

Part I: Fundamental Studies of Renal Scintigram

Youichi TAKAHASHI

From the Department of Urology, Faculty of Medicine, Kyoto University

(Director Prof. : T Inada, M. D.)

The fundamental problems in the renal scintigram by means of ^{203}Hg -Neohydrin were investigated. Conclusions were drawn as follows.

1) Concerning the factors of definition of the apparatus, noteworthy remarks, proper conditions and their effects for the renal scintigram were briefly described.

a) A sufficient elimination of the back scatters was able to be accomplished by using more than 200 Kev of the detection energy.

b) The proper scan speed and line space were 40~60cm/min. and 2~3mm respectively.

c) Determination of the rate down ratio is profitable to be achieved on the basis of the uptake rate.

d) The effects of back ground erase of the limiter were experimentally demonstrated under inferiorer condition than the actual isotope distribution of the body on renal scintigram.

e) By a collimator with 7cm of the focal distance, scanning must be made at the closest distance from the skin surface of the back.

f) The proper direction of scan must be towarded to the right angle to the long axis of the body in the respect for comparison of the both kidneys.

g) For scanning of wide areas as kidney, an apparatus having a recording system, with a dot of wide vertical range is suitable, even though various apparatuses have more or less advantages.

2) The results of studies on renal uptake rate of ^{203}Hg and the course of body back-ground suggested that the most proper conditions for renal scintigram in normal kidney is obtained between 2 and a half hours and 3 hours following the intravenous administration of ^{203}Hg -Neohydrin.

3) An estimation of the internal radiation dose to the whole body and the kidney was made in cases of 100 μc intravenons administration of ^{203}Hg -Neohydrin. The radiation dose to the kidney was calculated on the basis of ^{203}Hg -renal uptake-rate curve, which is supposed to be more accurate method than calculations so far used. It was found that the doses on the

central axis of the body and on the central axis of the kidney were 55.8 mRad and 21.7 Rad respectively. It is noted that the administration of ^{203}Hg should be minified as little as possible since the radiation dose to the kidney is considered to be rather massive.

4) For the renal scintigram, a use of highly sensitive collimator is preferable because of its specificity of internal radiation. A comparative study was performed on the adaptability of several different collimators for the renal scintigram. It was found that the 7-hole honey cone type is qualified for our purpose, so that the standards and iso-response curve of the type were illustrated.

5) Using a body phantom, the size of detectable intrarenal focus was estimated. A glass bead of 2.0 cm diameter was the smallest one detected in the kidney phantom.

Scinti-scanning was performed on experimental ischemic kidney. A sufficient diagnostic value was recognized not only in stenosis of main renal artery but also in stenosis of branch artery.

7) On experimental stenosis of branch renal artery, the scintigram was made according to the section method which was found to be advantageous than ordinal methods.

I 緒 言

1960年 McAfee¹⁾ により、Radio-chlormerodrin が利用される様になり、漸く診断的価値のある腎 scintigram が得られる様になった。以来臨床応用例が幾つか報告され²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾。種々の腎疾患についてその診断的意義が論議されているのであるが、scintigram 実施に伴う基礎的事項に関しては、未だ十分な検討がなされていない様である。例えば isotope 投与後の scintigram 施行時間の問題にしても、40分後から2時間まで色々云われているが、いずれも経験的に述べられているにすぎず、これを正しく決定するためには腎の isotope 摂取率を時間的に追う事が必要である。

甲状腺 scintigram に於いて精密な測定条件の設定にも拘わらず、種々の因子によつて scintigram 像と実質像間に或る程度差異が生ずる事はまぬがれ得ない事とされている⁸⁾。しかも腎 scintigram の場合は目的臓器が体内深くにあり、測定距離が患者によつて異なる上、臓器自体が相当深さに対する拡がりをも有し、又呼吸性移動も加わつて実物像との間のひずみは更に大きくなり、一定の scintigram を得る事の困難性は倍加して来る。そこで scintigram 実施以前に装置の解像力、感度に関する基礎実験を行つて、collimator や可変因子を検討し、使用装置の特性、能力及び好適条件を十分心得て、

得られた scintigram の信頼度を確かめておく事は不可欠である。

又更に基礎的な問題として、Radio-chlormerodrin の代謝状態や腎内に於ける分布状態を十分解明する事や isotope の内部線量についての考慮なども必要である。

以上の様な見地から著者は、この篇に於いて次の項目について検討を行つた。

- (1) scanner の可変因子調整について
- (2) 腎 scintigram 実施時期について
- (3) collimation の問題
- (4) 投与量と内部線量
- (5) phantom 実験による解像力の検討
- (6) 実験的阻血腎の scintigram

なお Neohydrin (chlormerodrin) の代謝については篇を更めて ^{203}Hg 腎摂取率測定に関連して述べる事にする。

II 腎 scintigram の基礎的検討

- (1) scanner の可変因子調整について
 - イ) energy of detection

^{203}Hg の γ 線は 275keV を peak とする一本のみである。spectrometry によりこの peak のみを測定出来れば理想的であるが、腎への集中線量の関係上出来るだけ activity の落ちる操作をさける意味で high energy 部は開放し、低 energy 部のみ所謂 back scatter を除くため、200keV 以下を切捨てる様 high voltage 及び discriminator の電圧を設定している。

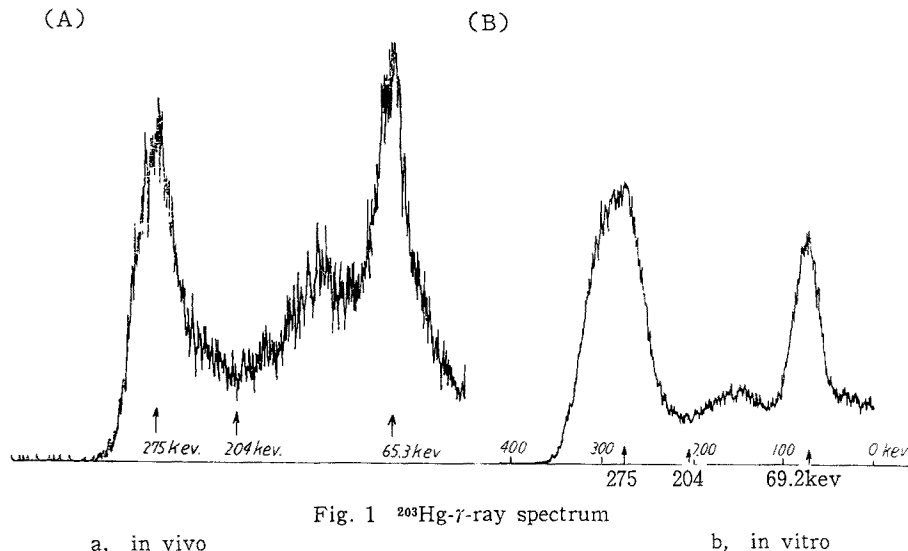
Fig. 1 ^{203}Hg - γ -ray spectrum

Fig. 1 a は level scanner を用い、channel width 2v. で描いた point source の ^{203}Hg の γ 線スペクトルで、Fig. 1 b は実際に人に投与して scanner 台上で測定室の通常環境で、背より腎を照準に scintillator をあてて描いた γ 線スペクトルである。いずれにしても 200keV 以下を切捨てれば、back scatter は大部分が除かれることになる。Fig. 1 a, b を比較して分る様に point source よりも人体投与例では scatter は更にふえている。scintigram では臓器の activity に対し back ground が多くと像が不鮮明になるので、これを少なくする事は重要な問題であるが、検出 energy をうまく撰択すれば、それだけでも像の改善が期待される。

ロ) scan speed, space speed (line spacing)

一般に speed が遅い程検出力は良くなるが、line space を適当にとつて見易い腎 scintigram を得ようとする、30cm/min 以下では30分以上を要する事になる。甲状腺 scintigram の場合などと異り、広範囲を走査しなくてはならない上に、腹臥位で行うので患者が疲れ易く、長時間では患者の動く率が多くなる。これ等の点から 40~60cm/min, line space を 2~3mm として 15~20 分位で終るのが適当であろう。scintigram が臓器の形の投影を主目的とする以上、得られた像が見易い事が大きな条件となる。従つて line spacing に関しては、個々の dot の大きさ、形状が大いに関係して来る。著者の用いている様な放電記録式では dot の長さがどうしても短くなるため line space を狭くせざるを得ない。打点式などである程度長さをもつたものがその点有利である。

ハ) dot factor(rate down ratio, counts per dot)

rate down が少ない、つまり dot factor が小さすぎると、像は実物より大きくなり、大きすぎると像は小さくなつてはつきりした輪廓が得られない。これを適当に撰ぶ事により back-ground を抑えて良像を得る事が出来るのであるが、幸い著者は走査の前に腎の ^{203}Hg -uptake rate を測定しているのでその activity の総量からおよその rate down ratio の見当をつける事が出来た。

ニ) back-ground erase (limitor)

spectrometer の使用や rate down ratio を適当に撰ぶ事によつて back-ground は減少するが、最近では更に特別の補助回路を設けたり、記録系に工夫をほどこしたりして back-ground を除去し、良像を得ようとして試みられている。要するに接近して入る pulse のみを記録する様にすればよいのだが、この目的のために従来多くの方法が考案され Curtis⁹⁾, Kuhl et al¹⁰⁾, MacIntyre et al¹¹⁾, Horst¹²⁾ などが夫々独自の方式を発表している。著者の用いている装置は time limit 方式を応用したもので limitor と称し、時間の巾は 10段に亘り切換えられる様になつている。scintiscanning の際の back-ground eraser の効果は Fig. 2. a, b, c に示す如くである。即ち一定濃度の isotope を滲み込ませた円形濾紙 B を back-ground とし、その上にこれより小型で且つ高濃度の isotope を滲ませた濾紙片を置き、他の条件を一定として limitor を変えて得られた scintigram を比較した。これによつて limitor が back-ground を除き目的像の検出に有効に働く事は明かである。なお A-area と B-area の濃度差を色々に変えてあるが、Fig. 2 a では A-area は B-area に対しわずか 1.5 倍の濃度であるのに

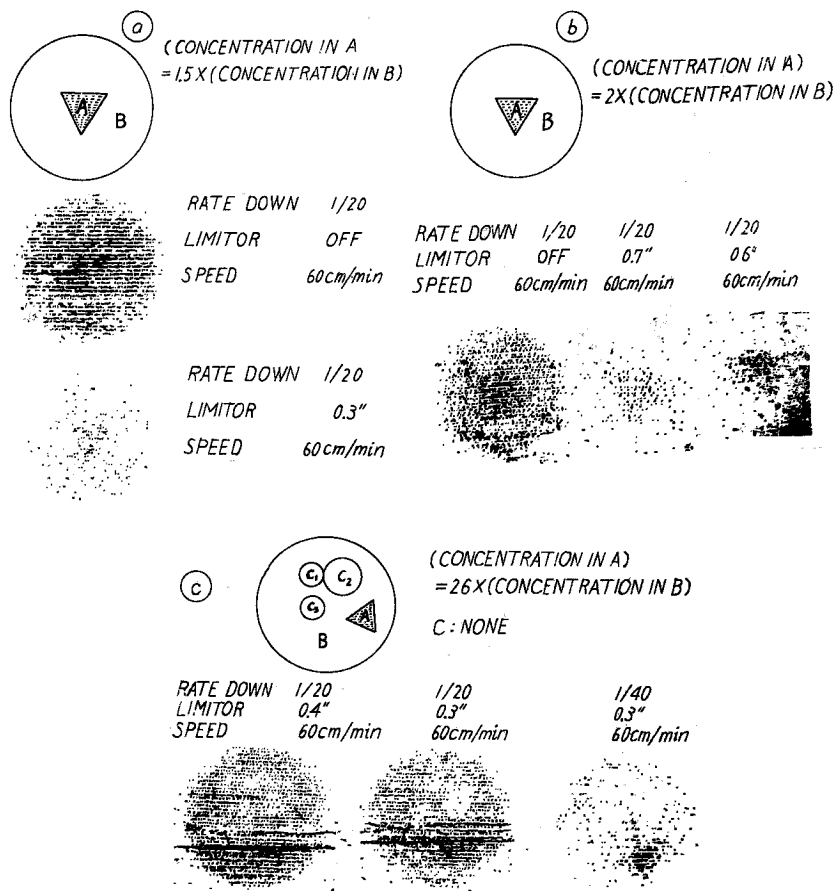


Fig. 2. comparison of scintigram by grade of limiter
 a. concentration in A=1.5 (concentration in B)
 b. concentration in A=2 (concentration in B)
 c. concentration in A=2.6 (concentration in B)

limitor 回路により検出可能となつている。実際の renal scanning の場合には Neohydrin 投与後の時間を適当に撰べば、後述する様に ^{203}Hg の腎内濃度は back-ground に対し 2.5 倍に達し得るのである。又 Fig. 2, c では B-area に C_1 , C_2 , C_3 なる欠損部を作つて検出力を見たが、これについても limiter の有効性が確認された。

ホ) collimator-skin distance

scanning を行う際に、どの位の距離で detector を走査したらよいかという問題であるが、これは当然用いる collimator の種類によつて決まる。scanning によく用いられる focused honey-cone ならば目標臓器が in focus になる様距離を撰ばねばならぬ。手術的に腎臓を露出した場合の実測によれば、成人の腎の幾何学的中心から背部皮膚表面までの距離は平均

7cm であつた。著者の用いている 7-hole honey-cone 型 collimator は、その aperture から 7cm の所で focus を作つていたので (collimation の項参照) 皮膚面ぎりぎりの所を走査する様にしている。胸廓部から走査をはじめ漸次腹部にうつるが、胸廓部では皮膚面すれすれであつても、腹部にうつるにつれ皮膚面からはなれるのが通常であるが、腎は in focus と考えられるのでそのままで行つている。

ヘ) direction of scan

体の長軸に対し直角方向に走査し、腎上極からはじめて下極で終る様にしている。長軸に平行方向に走査する事も考えられるが、左右の比較という事が重要である事から、左右像に時間的ずれをおくのは好ましくない点などがら前者の方が自然であらう。

ト) dot 及び recording system

記録系のちがいによつて scintigram に本質的差異はなくても、相当違つた印象を受けるが、やはり目で解釈するものであるから見易いものであるに越した事はない。電磁石を利用した打点方式 (Cassen et al¹³⁾), 放電記録方式 (Jacobs et al¹⁴⁾), 写真記録方式 (Horwitz et al¹⁵) 江藤他¹⁶⁾¹⁷⁾¹⁸⁾, scintillation camera (Anger and Rosenthal¹⁹⁾)など、recording についても色々工夫されているが、いずれも一長一短である。著者は放電記録方式によつているが打点式の様な pulse の記録落しは少ない代り、dot の形が小さく全体としてやや見にくい印象を与える。腎の様な広範囲に亘る scanning では、所要時間の関係で line space を余り細かく出来ないし、又腎の呼吸性移動のため細かく scan しても必ずしも解像力はよくならないから、ある程度上下に巾のある dot の方が全体として見易い像を与える。

最近 section 方式による colour scanning が試みられているが、これによると activity の高低分布が非常に見易く、秀れた方法である。

(2) 腎 scintigram の実施時期について

^{203}Hg -Neohydrin 投与後の 走査開始時期については、早いものは40分から、遅いものは3時間まで色々云われている。Fig. 3 は ^{203}Hg -Neohydrin $50\mu\text{c}$ を正常腎者に静脈内投与し、その後の腎摂取率を体外計測

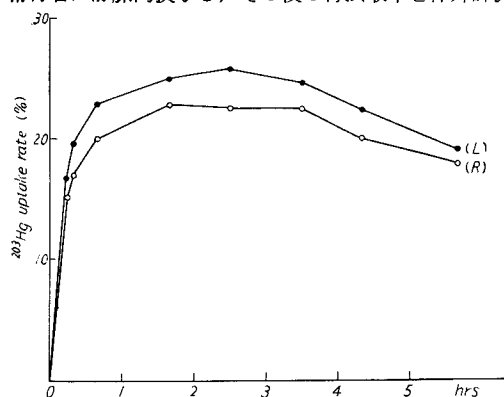


Fig. 3 ^{203}Hg -Neohydrin uptake-rate curve

により時間的に測定したものである (摂取率測定法については第III篇参照)。これによると静脈内投与後1.5~3.0時間に於てい摂取率は最高となつている。しかし renal scanning により腎の良像を得るためには、腎に於ける isotope の絶対的濃度よりも、腎周囲組織の activity に対する比較的濃度が高いことが必要である。そこで ^{203}Hg -Neohydrin $50\mu\text{c}$ 静脈内投与後の各時間に於ける両側腎及び血中の isotope の分布状態を腎及び肝機能の正常な人について調べたものを

Table 1

time (hrs)	renal uptake rate (r+1) (%)	remaining in blood (%)	ratio
1.0	40.0	27.0	1.48
1.5	43.0	25.0	1.72
2.0	44.0	21.0	2.10
2.5	45.0	20.5	2.24
3.0	42.5	19.5	2.18
3.5	39.5	18.5	2.13
4.0	37.0	18.0	2.05
4.5	35.0	17.0	2.05

Table 1 に示す 腎摂取率は体外計測によりファントムを用いて計算したもので、血中残留率については一定液量の count と循環血量から算出した。この両者の比をとつてみると最高値を示すのは投与後2時間半である。isotope の血中分布が腎周囲組織の activity と相関すると考えれば、走査時期として最も適当なのは腎周囲カウントに対する腎部カウントの比率の最も高い時期、つまり投与後2時間半から3時間にかけてである事が分る。

(3) collimation の問題

scintigram がその価値を発揮するためには解像力がよくなければならない。scintigram の解像力は主として scintillation crystal の大きさと collimator の種類に関係する。従つて radio-isotope scanning に於ては collimation の問題は非常に重要視されているが、甲状腺の様な浅在性の臓器とちがひ、腎の様な深部に存する臓器の場合は特に慎重に collimator を撰んでその特性を利用す可きである。Kakehi によれば collimator は次の様に分類される。

A. Single hole collimator

1. cylindrical
2. conical inverted
3. conical, obverted

B. Multichannel collimator

1. focused
 - a. honey cone
 - i several to 280 holes
 - ii hexagonal or round shaped holes
 - b. spiral plug (miller)
 - c. slit plug (miller)
2. non-focused (Scott cone)

collimator の解像力と感度は逆の関係にあり、解像力の良いものはどうしても感度が低下する。臨床上是投与量に制約があり、又体内の代謝の関係でどの様に感度の低い collimator に対しても充分な線量を与えるというわけにはいかない。いくら解像力が良くてもあまり感度の低下するものは用いられず、適当な点での妥協が必要となる。上に挙げた collimator は夫々特徴用途を持つが、focused type の honey cone は解像力の良い割に感度が落ちないので area-scanning にはよく用いられる。しかしこの honey cone の特徴を生かすためには走査時の目標臓器が“in focus”になる様考慮せねばならない。手術的に腎を露出した場合の実測によれば、背部皮膚面から腎の中心までの距離は成人では平均約 7.0cm で 5.5~9.0cm の変動があつた。従つて実際に腎臓の走査をする時の距離を考えれば、少し遠くとつて 8~10cm 位の焦点のものが適当と思われる。又腎臓は前後方向に拡がりが相当あるので、臓器の中心部は in focus だが遠位端或は近位端で out of focus とならぬ様ある範囲の遠近について感度の差が一定或は一定に近いものが都合が良い。この他、腎では呼吸性移動が相当大きいので、これに対する考慮なしに collimator の解像力のみを良くしようとするのはあまり意味がない。甲状腺の scanning に専ら用いられている 32 holes 或は 19

holes などの honey cone では一般に解像力は良いが、感度が低く 150~200 μc の投与が必要であり、後述する様に内部線量の関係から多くとも 100 μc の投与で行う場合には不適當であつた。又焦点距離が短い事が多いので注意せねばならない。そこで以上の様な点を考慮して 4 種類の 7 hexagonal shaped holes を持つ focused type の honey cone 型 collimator を撰び、その特性を互に或は他種 collimator と比較し renal scanning に対する適格性を検討した。これ等を No. 1, No. 2, No. 3, No. 4 と仮称し、夫々の構造を Fig. 4. a, b, c, d に示した。No. 1, 2 は鉛製の plug が全長に亘つてあるが、No. 3, 4 では plug は 1/2 の長さで collimator の crystal 側に存し、half cone と称している。aperture は夫々異り No. 1 は 30mm, No. 2 は 25mm, No. 3 は 20mm, No. 4 は 15mm となつている。これ等の focus specificity を調べるため area-source 及び point source を中心軸上に動かしてかいたのが Fig. 5 及び Fig. 6 である。感度の点からすれば conical>half-cone>7 holes honey-cone>19 holes honey-cone である。

half-cone ではその focus に当る点でも余り感度は上昇しないが曲線は水平に近くなり、距離による感度の変動が少い。7 holes honey-cone では感度はややおちるが、曲線は更に水平に近くなり、特に 6~12cm

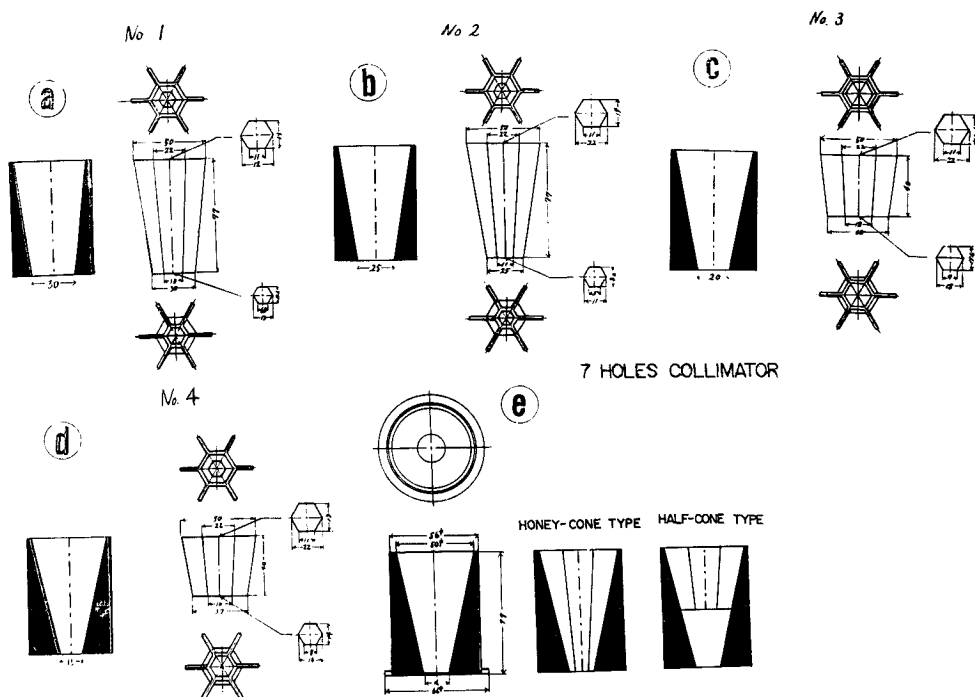


Fig. 4 7 holes honey-cone collimator

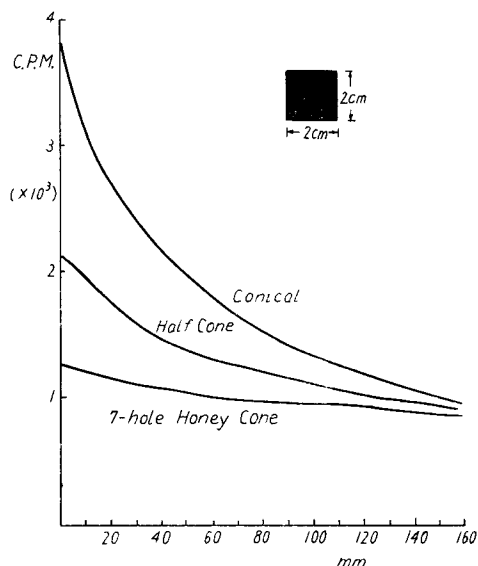


Fig. 5 Focus specificity of 7 holes honey-cone collimator (area source)

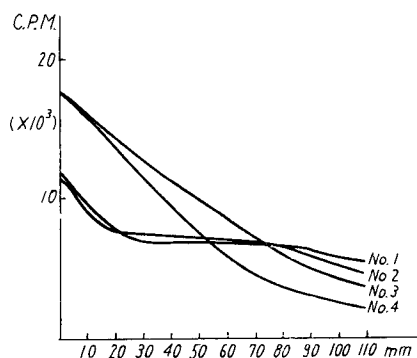


Fig. 6 Focus specificity of 7 holes honey-cone collimator (point source)

では殆ど一定である。point source では更に half-cone と 7-holes honey-cone との差は明瞭である。No. 1 と No. 2 間には著差は見られなかった。

筈²¹⁾は最近深い所でも浅い所でも同じ様に感ずる collimator を考案し、coaxial collimator と称し肝 scintigram で腫瘍の検出などに用いている。これと同じ意味で 7 holes honey-cone は深さに対し拡がりを持ち、又位置の変動のある臓器の scanning に都合が良い。しかし一面からいうとこれでは腫瘍が腎実質と重なっていると検出しにくいという点もあり、解像力の良い collimator を用いて臓器の或る面だけを走査した方が、其処に腫瘍のある場合は検出力は良くなるのであろう。その場合には全然見ていない臓器部分がある事に留意する必要があるのは当然である。

次に解像力についてみるため各 collimator につい

て、其面から 0mm, 20mm, 50mm に於て point source を横に動かして中心軸からの偏位に対する c p m を書いて見ると Fig. 7 の如くなる。

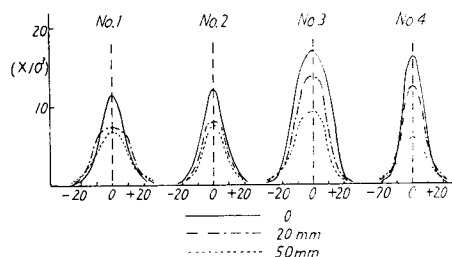
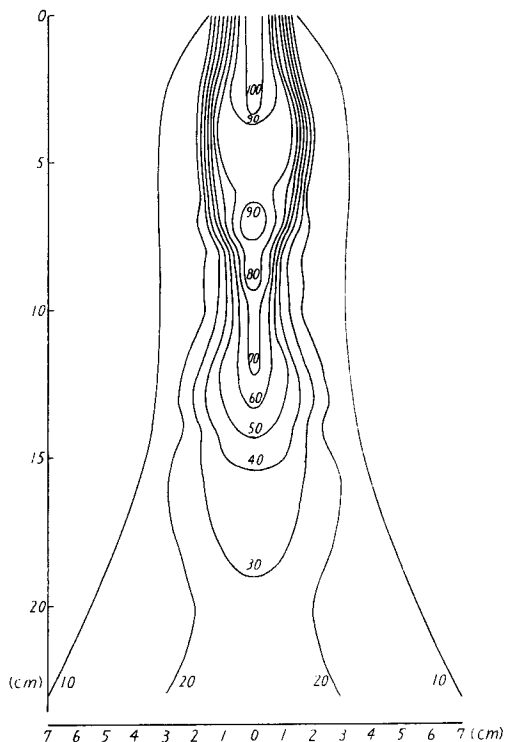


Fig. 7 Specificity of 7 holes honey-cone collimator

No. 1, 2 の方が No. 3, 4 より解像力が良いが感度はやや悪い。19 holes honey-cone はこれ等に較べると感度の点で比較にならぬ程低い。これ等 4 種類の collimator は感度、焦点距離の点ではいずれも renal scanning に適していると思われたが、half-cone type のものではやはり解像力が悪くなる事、距離による変動が割に大きい事などの欠点があり、後述の臨床例には殆ど No. 1, 2 の collimator を用いている。No. 1 collimator の isoresponse curve を Fig. 8 に示す

Fig. 8 ^{203}Hg isoresponse curves in air of the 7 holes honey-cone (No. 1).

が 7cm で焦点を作りその前後に亘つては感度の勾配が著しくないことが示されている。これを用いると腎はほぼ80%等感度線内に含まれると考えられる。

^{203}Hg -Neohydrin による renal scan の場合、この様に比較的 hole 数が少なく感度の高いものを用いるのが有利と思われるが、もし isotope の大量投与による危険も或る程度無視して解像力の良いものを得たい場合、19 holes honey-cone などの様に hole 数の多いものが解像力が良いことは臨牀的にも明らかであった。但しこの場合 in focus となつた比較的薄い面の scanning であるという事と、臨牀的には呼吸性移動のため、或程度以上は解像力を良くすることは困難である事を考える必要がある。

(4) 内部線量について

著者の用いている radio-Neohydrin は Chlormerodrin 1mg につき $110\sim 120\mu\text{C}$ の比放射能を有し、常用量は $50\sim 100\mu\text{C}$ であるから、Chlormerodrin としては臨床量の1/100にも満たない量である。従つて水銀利尿剤としての中毒量の問題は論外として

差支えない。R-I renogram に盛に用いられている ^{131}I -Hippuran に比べると ^{203}Hg -Neohydrin は排泄が遅く、又物理的減衰も ^{131}I の 8 days に対し ^{203}Hg は 47days である。従つて投与に際し生体に対する放射線障壁には十分の考慮を払わねばならない。

全身及び最も isotope の集中する腎についてその内部線量を推定するため、次の様な仮定をおいた。

1. 腎は片側 110gm, 全身は 60kg の体重を有する。
2. 腎は半径 3 cm, 高さ 10cm の円筒, 全身は半径 20cm, 高さ 60cm の円筒とする。
3. 全身には静注した isotope が全く均等に分布し, 静注後直ちに最大濃度に達する。
4. ^{203}Hg の effective half life は静注後投与量の75%が排泄されるまでは6時間, その後25%については7日とし exponential に減衰する²²⁾。
5. 腎に於ける ^{203}Hg 摂取率は片腎について Fig. 9 に示す曲線で代表され, 腎にはこの割合の isotope が均等に分布する。

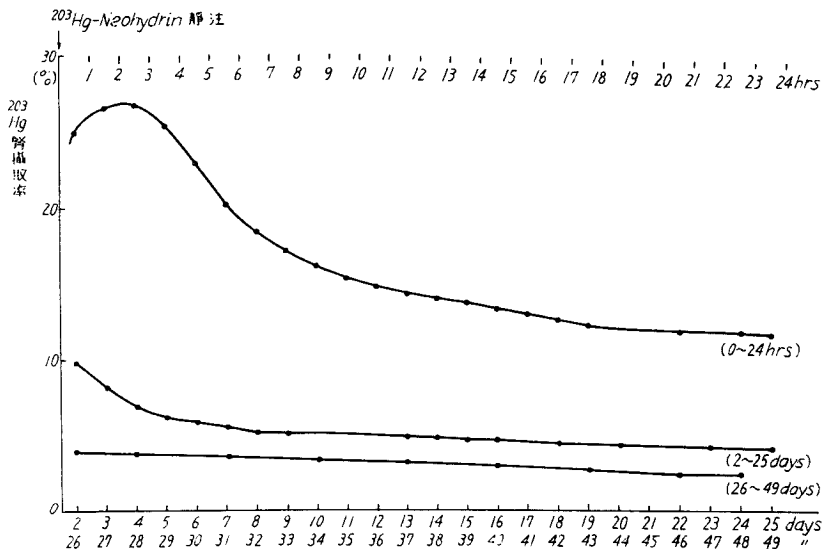


Fig. 9 ^{203}Hg -Neohydrin uptake-rate curve

6. Fig. 9 で50日以後は物理的減衰のみで減衰し, 排泄はないものとする。

7. これ等円筒は β 線の飛程に対して十分大きく, 組織内の各点は所謂照射平衡にあるものとする。

なお線量はこれ等円筒の中心軸上の中央点に於けるものを算出する。又 Fig. 9 の曲線は第三篇に述べる方法に従つて, 正常腎者について実測したものである。

A) 全身中心軸上の線量

i) β 線による線量 (D_β)

C_0 : 組織中の isotope の最初の濃度 ($\mu\text{C}/\text{gm}$)

E_β : β 線の平均エネルギー (Mev)

$1\mu\text{C}$ は $3.7 \times 10^4/\text{sec}$ の原子崩壊に相当するので, 組織 1gm に吸収されるエネルギーは

$$3.7 \times 10^4 C_0 \cdot E_\beta \text{ (Mev/sec)}$$

t sec 間に吸収されるエネルギーは

$$D_{\beta}(t) = \int_0^t 3.7 \times 10^4 C_0 \cdot e^{-\lambda t} \bar{E}_{\beta} dt \\ = \frac{3.7 \times 10^4 C_0 \cdot \bar{E}_{\beta}}{\lambda} (1 - e^{-\lambda t})$$

但し λ は壊変常数. T_{eff} を有効半減期とすれば

$$D_{\beta}(t) = 3.7 \times 10^4 C_0 \cdot \bar{E}_{\beta} \frac{T_{eff}}{0.693} \left(1 - e^{-\frac{0.693t}{T_{eff}}}\right) \\ \text{Mev (時間の単位は sec) } \dots\dots\dots(1)$$

1 erg = 6.25×10^9 Mev, 1 REP = 93 erg, 1 RAD = 100 erg だから

$$D_{\beta}(t) = \frac{3.7 \times 10^4 \times 60 \times 60}{6.25 \times 10^9 \times 93} C_0 \cdot \bar{E}_{\beta} \cdot \frac{T_{eff}}{0.693} \\ \left(1 - e^{-\frac{0.693t}{T_{eff}}}\right) = \frac{2.29}{0.693} C_0 \cdot \bar{E}_{\beta} \cdot T_{eff} \\ \left(1 - e^{-\frac{0.693t}{T_{eff}}}\right) \text{REP (時間の単位は hour)} \\ \dots\dots\dots(2)$$

$$= \frac{55.0}{0.693} C_0 \cdot \bar{E}_{\beta} \cdot T_{eff} \left(1 - e^{-\frac{0.693 \cdot t}{T_{eff}}}\right) \\ \text{REP (時間の単位は day) } \dots\dots\dots(3)$$

$$= \frac{51.1}{0.693} C_0 \cdot \bar{E}_{\beta} \cdot T_{eff} \left(1 - e^{-\frac{0.693 \cdot t}{T_{eff}}}\right) \\ \text{RAD (時間の単位は day) } \dots\dots\dots(4)$$

今投与量を $100\mu\text{C}$ とすれば $C_0 = \frac{100\mu\text{C}}{60,000\text{gm}}$

²⁰³Hg は一本の β 線を出しその最大エネルギー (E_{max}) は 0.208 Mev である. β 線エネルギーは連続スペクトルを示すが, その平均エネルギー (\bar{E}_{β}) は $1/3 E_{max}$ とされ, 線量計算に際しては安全域をとり通常 $0.4 E_{max}$ が用いられる²³⁾ しかし正確には実験値を用いた方がよい. 文献上 \bar{E}_{β} は 0.11 Mev と記載されているのでこの値を用いる事にする²⁴⁾

$T_{eff} = 6\text{hrs}$ (仮定による)

$t = 30\text{ hrs}$ (投与 isotope の 75% が排泄されるのは投与後約 30hrs 後になる.)

(2) 式より

$$D_{\beta}(30) = \frac{2.29}{0.693} \times \frac{100}{60000} \times 0.11 \times 6 \\ \left(1 - e^{-\frac{0.693 \times 30}{6}}\right) \\ = 3.51\text{mREP} \\ = 3.26\text{mRAD}$$

30時間目を起点としてそれ以後に於いては,

$$C_0 = \frac{25\mu\text{C}}{60000\text{gm}}$$

$$\bar{E}_{\beta} = 0.11\text{Mev}$$

$$T_{eff} = 7\text{day}$$

$$t \rightarrow \infty \quad \text{だから}$$

(3), (4) 式より

$$D_{\beta}(\infty) = \frac{55.0 \times 25 \times 0.11 \times 7}{0.693 \times 60000}$$

$$= 29.0\text{mREP}$$

$$= 27.0\text{mRAD}$$

$$D_{\beta} = D_{\beta}(30) + D(\infty)$$

$$= 3.51\text{mREP} + 29.0\text{mREP}$$

$$= 32.51\text{mREP}$$

$$= 30.02\text{mRAD}$$

ii) γ 線による線量 (D_{γ})

γ 線線量率を I_{γ} ($\gamma/\text{mc}\cdot\text{hr}$ at 1cm), 組織中の isotope の最初の濃度を C_0 (mc/gm) とすると, 組織中の P 点が容積 dV からうける線量は $\frac{I_{\gamma} \cdot C_0 \cdot e^{-\mu l}}{l^2} dV$ (γ/hr). 但し P 点と dV 間の距離を l , 組織の吸収係数を μ とする.

$$\int_V \frac{I_{\gamma} \cdot C_0 \cdot e^{-\mu l}}{l^2} dV = I_{\gamma} C_0 \int_V \frac{e^{-\mu l}}{l^2} dV \\ = I_{\gamma} C_0 g$$

但し $g = \int_V \frac{e^{-\mu l}}{l^2} dV$. 半径 20cm 高さ 60cm の円筒で

はその中央点に対しては $g \approx 200$

$$I_{\gamma} = 1.2\gamma/\text{mc}\cdot\text{hr at 1cm}^{25)}$$

$$C_0 = \frac{100\mu\text{C}}{60\text{kg}} = \frac{0.1\text{mc}}{60000\text{gm}}$$

$$T_{eff} = 6\text{ hr.}$$

$$t = 30\text{ hr.}$$

$$\text{従つて } D_{\gamma}(30) = 1.2 \times \frac{0.1}{6 \times 10^4} \times 200 \times \frac{6}{0.693}$$

$$\left(1 - e^{-\frac{0.693 \times 30}{6}}\right)$$

$$= 3.36\text{mREP}$$

$$= 3.13\text{mRAD}$$

30時間目を起点としてそれ以後に於いては,

$$C_0 = \frac{0.025\text{mc}}{6 \times 10^4\text{gm}}$$

$$T_{eff} = 7 \times 24\text{ hr.}$$

$$t \rightarrow \infty$$

従つて,

$$D_{\gamma}(\infty) = 1.2 \times \frac{0.025}{6 \times 10^4} \times 200 \times \frac{7 \times 24}{0.693}$$

$$= 24.2\text{mREP}$$

$$= 22.5\text{mRAD}$$

$$\begin{aligned}\therefore D_T &= D_T(30) + D_T(\infty) \\ &= 27.6 \text{ m REP} \\ &= 25.6 \text{ m RAD}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\therefore D_\beta + D_T &= 32.5 \text{ m REP} + 27.6 \text{ m REP} \\ &= 60.1 \text{ m REP} \\ &= 55.8 \text{ m RAD}\end{aligned}$$

B) 片腎中心軸上の線量

Fig. 9 の ²⁰³Hg 摂取率の実測値をもとにして計算する.

i) β 線による線量 (D_β)

a) 0~24時間 ($D_{\beta(a)}$)

(2) 式より各時間毎の線量は $2.29 C_\alpha \cdot \bar{E}_\beta$ REP 従つて24時間の総計は $2.29 \bar{E}_\beta \sum_{\alpha=1}^{24} C_\alpha$ である.

$\bar{E}_\beta = 0.11$ (Mev), $C_\alpha = \frac{X_\alpha \mu c}{101 \text{ gm}}$, X_α は各時間に於ける腎の摂取線量の平均値. $\sum_{\alpha=1}^{24} X_\alpha = 393.0$ ($\mu c/\text{gm}$).

$$\begin{aligned}D_{\beta(a)} &= 2.29 \times 0.11 \times \frac{393.0}{110} \\ &= 0.90 \text{ REP} \\ &= 0.87 \text{ RAD}\end{aligned}$$

b) 2~25日 ($D_{\beta(b)}$)

同様に (3), (4) 式より

$$\begin{aligned}D_{\beta(b)} &= 55.0 \times \frac{0.11}{110} \times 124.4 \\ &= 6.84 \text{ REP} \\ &= 6.36 \text{ RAD}\end{aligned}$$

c) 26~49日 ($D_{\beta(c)}$)

同様に (3), (4) 式より

$$\begin{aligned}D_{\beta(c)} &= 55.0 \times \frac{0.11}{110} \times 72.5 \\ &= 3.99 \text{ REP} \\ &= 3.71 \text{ RAD}\end{aligned}$$

d) 50日以後 ($D_{\beta(d)}$)

非常に排泄が遅くなるので物理的半減期をもつて T_{eff} に代用する.

$$C_0 = \frac{2 \mu c}{110 \text{ gm}}, T = 47 \text{ d}, t \rightarrow \infty, \bar{E}_\beta = 0.11 \text{ (Mev)}$$

従つて (3), (4) 式より

$$\begin{aligned}D_{\beta(d)} &= 55.0 C_0 \cdot \bar{E}_\beta \cdot \frac{T}{0.693} \\ &= \frac{55.0 \times 2 \times 0.11 \times 47}{110 \times 0.693} \\ &= 7.46 \text{ REP} \\ &= 6.94 \text{ RAD}\end{aligned}$$

a)b)c)d) より β 線による線量は

$$D_\beta = D_{\beta(a)} + D_{\beta(b)} + D_{\beta(c)} + D_{\beta(d)}$$

$$\begin{aligned}&= 0.90 \text{ REP} + 6.84 \text{ REP} + 3.99 \text{ REP} \\ &+ 7.46 \text{ REP} \\ &= 19.2 \text{ REP} \\ &= 17.9 \text{ RAD}\end{aligned}$$

ii) γ 線による線量 (D_T)

α 時間に於ける線量は $I_T \cdot C_\alpha \cdot g$ で表わされる. $I_T = 1.2$ ($\gamma/\text{mc} \cdot \text{hr}$ at 1cm), $C_\alpha = \frac{X_{\alpha \text{ mc}}}{110 \times 10^3 \text{ gm}}$, 半径 3cm 高さ 10cm の円筒の g は 45.5.

a) 0~24時間 ($D_{T(a)}$)

$\sum_{\alpha=1}^{24} C_\alpha = 393.0$ であるから

$$\begin{aligned}D_{T(a)} &= \frac{1.2 \times 45.5 \times 393.0}{110 \times 10^3} \\ &= 0.195 \text{ REP} \\ &= 0.183 \text{ RAD}\end{aligned}$$

b) 2~25日 ($D_{T(b)}$)

同様に (3)

$$\begin{aligned}D_{T(b)} &= \frac{1.2 \times 45.5 \times 24}{110 \times 10^3} = 124.4 \\ &= 1.48 \text{ REP} \\ &= 1.38 \text{ RAD}\end{aligned}$$

c) 26~49日 ($D_{T(c)}$)

同様に (3)

$$\begin{aligned}D_{T(c)} &= \frac{1.2 \times 45.5 \times 24}{110 \times 10^3} \times 72.5 \\ &= 0.86 \text{ REP} \\ &= 0.80 \text{ RAD}\end{aligned}$$

d) 50日以後 ($D_{T(d)}$)

$$C_0 = \frac{0.002 \text{ mc}}{110 \text{ gm}}, T = 47 \times 24 \text{ hr}$$

$$\begin{aligned}D_{T(d)} &= \frac{1.2 \times 45.5 \times 2 \times 47 \times 24}{110 \times 10^3 \times 0.693} \\ &= 1.62 \text{ REP} \\ &= 1.50 \text{ RAD}\end{aligned}$$

従つて

$$\begin{aligned}D_T &= D_{T(a)} + D_{T(b)} + D_{T(c)} + D_{T(d)} \\ &= 0.195 \text{ REP} + 1.48 \text{ REP} + 0.86 \text{ REP} \\ &+ 1.62 \text{ REP} \\ &= 4.16 \text{ REP} \\ &= 3.86 \text{ RAD}\end{aligned}$$

γ 線と β 線による線量は

$$\begin{aligned}D_{T+\beta} &= D_T + D_\beta \\ &= 4.16 \text{ REP} + 19.2 \text{ REP} \\ &= 32.36 \text{ REP} \\ &= 21.7 \text{ RAD}\end{aligned}$$

全身についての線量は 55.8m RAD で問題にならないが、腎内部線量は 21.7 RAD で相当大きな値である. これは1回の γ 線撮影時の被曝量が 0.5 RAD

程度、 ^{131}I -Hippuran $20\mu\text{c}$ 静注時の線量が全身について 0.2m RAD 、腎について 30m RAD 程であるのに比べても明らかである。従つて ^{203}Hg -Neohydrin 投与は出来るだけ少なくす可きで、比較的大量を用いた様な場合には、BAL による排泄促進なども考慮す可きであろう。

全身については Greenlaw et al の total body scintillation counting による ^{203}Hg -Neohydrin の残留曲線に従つて計算した。著者の尿中排泄率測定では、時間の経過とともに排泄が遅延し、単一な Teff の設定よりも彼の biphasic excretion pattern の方が真実に近いと思われたからである。又腎については phantom を用いての腎摂取率実測値に基いて計算したので Greenlaw et al の計算値($200\mu\text{c}$ 投与時片腎について 10.68 RAD) よりも正確であると考えている。

(5) phantom 実験による解像力の検討

投与された ^{203}Hg -Neohydrin は健常腎実質に沈着する²⁶⁾から、腎の腫瘍、嚢腫或は梗塞、乏血などの病巣が腎 scintigram により欠損像として検出されるであろう事は当然期待されるのであるが、果してどれ程の大きさの病巣を検出し得るものが問題となる。この検出限界を決める参考として、以下 phantom 実験を行い、解像力について検討した。

大きさ $10\times 5\times 5\text{cm}$ の楕円体容器を腎模型とし、Fig. 10 に示す様な胴体型水槽に沈め、水の表面から

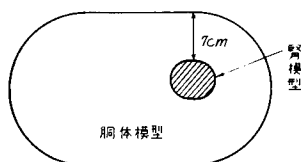


Fig. 10 phantom

腎模型の中心までの距離を 7cm とした。 ^{203}Hg は腎模型中は $12.5\mu\text{g}$ 、水槽中は $9.3\times 10^{-3}\mu\text{g/cc}$ になる様にした。これは ^{203}Hg -Neohydrin $50\mu\text{c}$ 静脈内投与後 2 時間半に於ける体内分布状態を模したものである(第III篇参照)。腎模型の中に直径が夫々 1.0cm , 1.5cm , 2.0cm , 2.5cm , 3.0cm のガラス球を入れて scanning を行つた (Fig. 11, b). Fig. 11, a に示す様に 1.0 及び 1.5cm の球は全く描出されないが、 2.0cm 以上の球は欠損像としてとらえ得る状態である。従つてこの実験に関する限り直径 2.0cm が上記条件下でとらえ得る最小直径であつた。

実際の scanning に於いては、腎の呼吸性移動や腎の深さに変動があり、常にその collimator の in focus

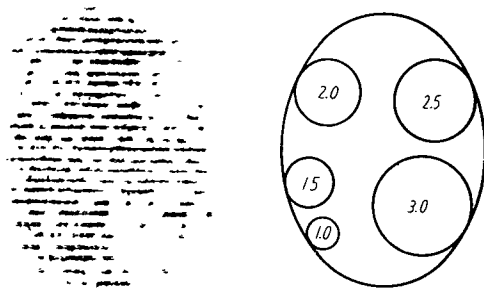


Fig. 11 Phantom experiments, relation to detecting space occupying lesions of the kidney.

に在るとは限らない点などのため、条件は悪くなる。又病巣と腎実質の重なり具合によつては同一の大きさのものでも描出されたりされなかつたりする事もあるであろう。従つて実験結果をそのまま実際に当てはめることは出来ないが、少なくとも可能性の限界は直径 2.0cm 程度であると云えよう。

(6) 実験的阻血腎の scintigram

腎性高血圧に関連して阻血腎特に各種腎機能検査で検出し難いとされている部分的阻血腎に対し、どの程度の診断的意義を有するものが動物実験で検討した。

イ) 実験方法

実験動物は体重 $12\sim 18\text{kg}$ の成犬を用い、Ravonal 静脈麻酔の下に手術操作を行つた。即ちいずれも偏側性に側背部に縦切開を加え、腎を露出し腎基部を処置した。第I群に対しては腎動脈主幹を、第II群に対しては腎の後下部支配の動脈分枝を狭窄した。狭窄法は主幹に対しては Gauge 18、分枝に対しては Gauge 20 の注射針を添えて 2 重結紮し、その後針を抜きとる方法を用いた。感染等を起さず経過した成功例を各群から 2 匹づつ撰び、夫々に対して動脈撮影、分腎クリアランス試験、腎 scintigram を施行して、これ等の診断的価値を比較した。動脈撮影は狭窄術後 30 日目に股動脈よりカテーテルを挿入して撮影した。分腎クリアランス試験は術後 40 日目に Ravonal 静脈麻酔の下に両側尿管を露出し、細いポリエチレン製カテーテルを尿管内に挿入、PAH, STS の点滴静注法にて行つた。腎 scintigram は術後 45 日目に Ravonal 静脈麻酔の下に施行した。

ロ) 実験結果及び考察

結果は Table 2 に示す通りである。大動脈撮影は II_A, II_B とも数回づつ行つたが、腎動脈分枝の狭窄像は証し得ず、ネフログラムに於いて患側がやや淡明、狭小の様であるが、はつきりした所見を得なかつた

Table 2

略 称	操 作	動脈撮影	腎 scintigram	分 腎 ク リ ア ラ ン ス 試 験			
				RPF (cc/min)	GFR (cc/min)	F.F. (%)	Urine flow (cc/min)
I_A	右 腎動脈主幹狭窄		縮 少 像	11.2	6.0	0.536	0.60
	左 正常		正 常	23.4	13.3	0.568	1.00
I_B	左 正常		正 常	34.4	17.7	0.515	1.04
	左 腎動脈主幹狭窄		散在性 dot	0.0	0.0	0.000	0.00
II_A	右 腎動脈分枝狭窄	所見なし	部分的欠損	15.2	7.4	0.487	0.56
	左 正常	"	正 常	22.6	12.3	0.544	0.77
II_B	右 腎動脈分枝狭窄	"	部分的欠損	10.1	0.535	0.535	0.33
	左 正常	"	正 常	24.9	0.566	0.566	0.66

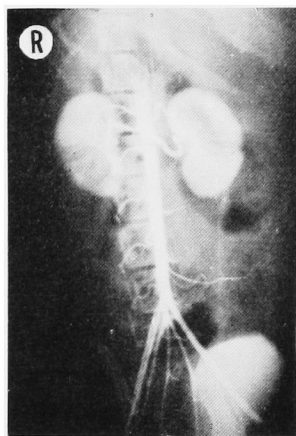


Fig. 12, a retrograde angiography : experimental segmental ischemia of the r-kidney (II_A).
b renal scintigram ; experimental segmental ischemia of the r-kidney (II_A).

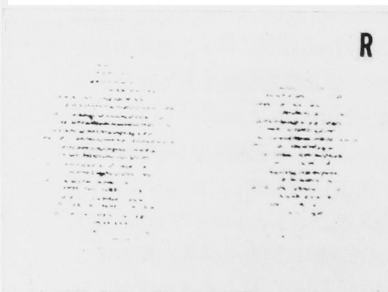
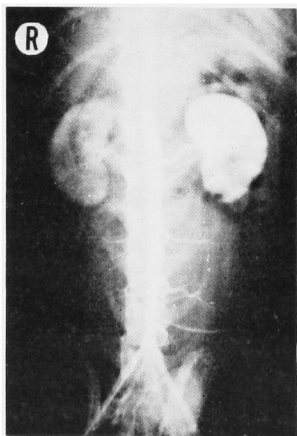


Fig. 13 a retrograde angiography ; experimental segmental ischemia of the r-kidney (II_B).
b renal scintigram ; experimental segmental ischemia of the r-kidney (II_B).

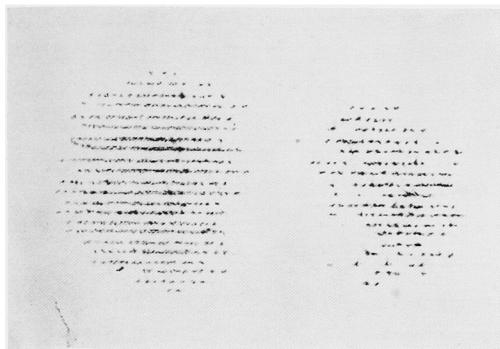


Fig. 14 renal scintigram ; experimental ischemia of the r-kidney (I_A).

(Fig. 12 a, Fig. 13a).腎 scintigram では各例とも手術操作に相当する変化を証し得た。即ち I_A では患側は縮少像 (Fig. 14), I_B では更に isotope の摂取が少く、患側の輪廓像は得られなかつた。 I_B は分腎クリアランス試験でも尿を採取し得ず、外分泌は全く停止した状態であつた。 II_A では患腎下部の欠損像を証し得たが、 II_B では摂取低下は明らかであるが、腎下部のものかどうか判定は下し難い像であつた。これ等の乏血による欠損像は腫瘍、炎症などの部分的变化によるものと像の上での区別はつけられない様で、将来解像力をもつとよくなればある程度の鑑別はつくようになるかも知れぬが、現在のところは止むを得ないであろう。分腎クリアランス試験では各例とも分間尿量、 C_{PAH} , C_{STS} いずれも患側低下し、その程度はおよそのところ、腎 scintigram を定量的に表現し得

たとすれば、互に相当する変化であろうかと思われる。腎 scintigram はこの様に分腎クリアランス法に比し定量的表現という点では劣るが、技術的困難がなく簡易に行える点、部位診断がある程度可能な点で有利であるし、定性的な診断価値は相当高く評価される。又大動脈撮影に比べて確実性の点でむしろ優れていた。 (II_A, II_B) 。

ハ) section 方式による scintigram の阻血腎に対する診断的価値

腎動脈分枝狭窄例 (II_A, II_B) に対し section 方式による scintigram を施行し、通常の方式の scintigram と比較した。section 方式とは activity を幾つかの section に分画し、各分画毎に scintigram を描くもので、各 section を色彩別にするればカラーラングラムである。最高 c.p.s. を100%とし Fig. 15

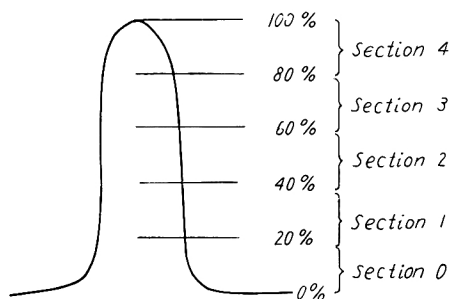


Fig. 15

の如く5等分して section 1, 2, 3, 4 の scintigram を得る。又 factor 方式といつて、ある section より

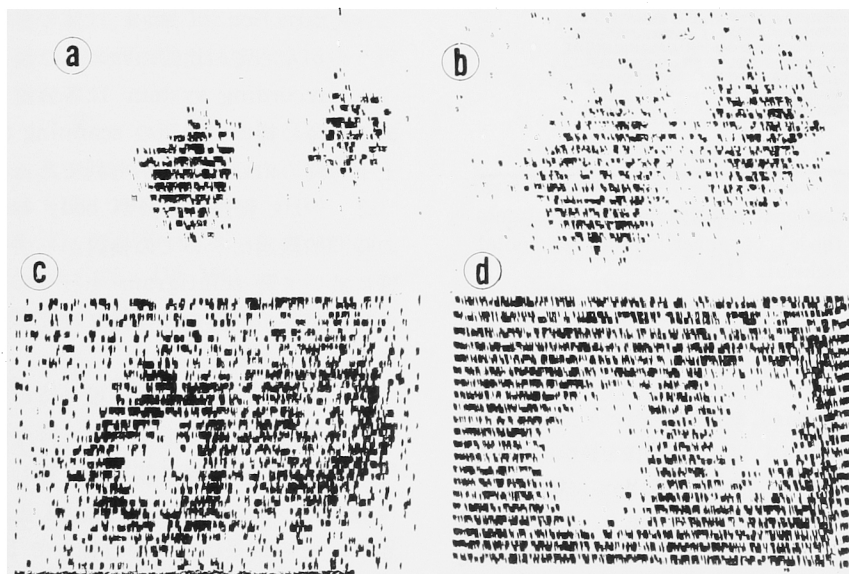


Fig. 16 sectional scintigram of experimental segmental ischemia (II_A).

a, section-4 b, section-3 c, section-2 d, section-1

高い activity を全て記録する方法もあり、これは通常の scintigram で back-ground erase を段階的に行つたのと同様の結果となる。II_A について行つた、section 方式の scintigram を Fig. 16a, b, c, d に示す。又 II_B については factor 方式のものを Fig. 17a, b, c に示す。Fig. 16 では section 2 までは

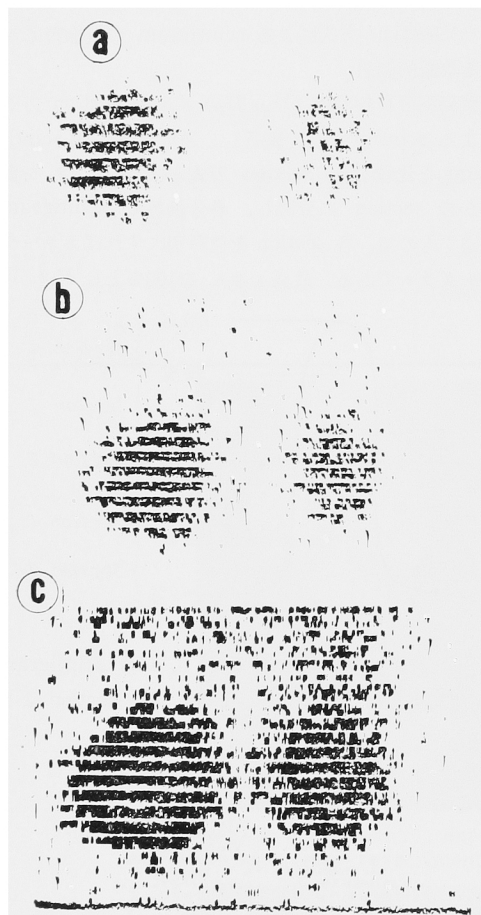


Fig. 17 sectional scintigram (factorial methode) of experimental segmental ischemia (II_B).

- a, over section-4
- b, over section-3
- c, over section-2

むしろ back-ground を見るため腎は欠損像として示され、section 3+4 はほぼ腎の像を投影している。通常の scintigram (Fig. 12) に比べ activity の差は section 4 により更に明らかであり、高低の分布状態も示される。この事は Fig. 17 の factor 方式でも同様である。もし section 3 の activity の中に section 2 の activity の部分があつたとなると、Fig. 17 c

に相当する scintigram では検出されないが、Fig. 17 b では検出される。阻血腎に限らず腫瘍や囊腫でも正常腎実質との重なり具合によつては、こうした微妙な activity の差として示され得るのであるがこれを高率にとらえるのに、section 方式は有力な武器となり得るであろう。

III 結 論

^{203}Hg -Neohydrin を用いた腎 scintigram の基礎的問題点について検討した結果、次の様な結論を得た。

1 装置の可変因子について腎 scintigram の場合に注意すべき点、好適条件、その効果などの検討を加えた。即ち、

イ) detection-energy は 200keV 以上にすれば、大部分の back-scatter は除き得る。

ロ) scan-speed は 40~60cm/min, line space は 2~3mm が適当である。

ハ) rate down ratio は摂取率測定時の activity から見当をつけるのが有利である。

ニ) 実際の腎 scintigram の場合の isotope 分布よりも悪い条件下での back-ground eraser の効果を実験的に示した。

ホ) skin-collimator distance は焦点距離が 7cm の collimator では背部皮膚面すれすれに走査しなくてはならない。

ヘ) direction of scan は体の長軸に直角に行うのが左右腎の比較のためには適当である。

ト) recording system は各装置一長一短であるが腎の様に広範囲の scanning には dot に上下方向の巾のあるのが有利である。

2 ^{203}Hg 腎摂取率及び body back-ground の時間的経過についての検討からすると、正常腎に於いて腎 scintigram を行うのに最も良いのは、試薬の静脈内投与後 2 時間半から 3 時間にかけてである。

3 ^{203}Hg 100 μC 静脈内投与時の全身及び腎に於ける内部線量を推定した。腎の内部線量は ^{203}Hg 腎摂取率曲線に基いて計算したが、これは従来行われている計算法に比し正確なものと思う。その結果は全身中心軸上で 55.8mRAD, 片腎中心軸上で 21.7 RAD あつた。腎については相当大量であるので、出来るだけ投与量を

少くする配慮が必要である。

4 内部線量の関係で腎 scintigram には感度の良い collimator の使用が望まれる。数種の collimator について、腎 scintigram に対する適格性を検討し、7 holes honey-cone が目的に合う事を見出し、その規格や isoresponce curve を示した。

5 胴体 phantom を用いて、どの程度の腎内病巣をとらえ得るか検討した。腎模型内に種々の大きさのガラス球を入れて検討したが、とらえ得た最小直径のガラス球は 2.0cm であった。

6 実験的阻血腎について腎 scintigram を行つた。腎動脈主幹狭窄のみならず分枝狭窄例についても十分診断的価値を認めた。

7 section 方式による腎 scintigram を実験的腎動脈分枝狭窄例に行つたが、通常方式の scintigram に比し有利な方法であつた。

本稿の要旨は昭和37年11月11日の第13回日本泌尿器科学会中部地方連合会、昭和38年4月1日の第51回日本泌尿器科学会総会、昭和38年10月19日の第28回日本泌尿器科学会東部地方連合会にて発表した。

稿を終るに当り、終始御懇篤なる御指導、御校閲を賜つた恩師稲田教授に深甚の謝意を表するとともに、御援助、御鞭達をいただいた仁平前助教授（現山口医大教授）に感謝する。なお分腎クリアランス試験について御協力いただいた久世博士に感謝する。

文 献

- 1) McAfee, J. G. & Wagner, H. N. : Radiology, **75** : 820, 1960.
- 2) Sklaroff, D. M., Berk, N. & Kravitz, C. : JAMA., **178** : 418, 1961.
- 3) Stewart, B. H. et al. : J. Urol., **87** : 782, 1962.
- 4) Haynie, T. P. et al. : J.A.M.A., **179** : 137, 1962.
- 5) Cohen, M. B. et al : J. Urol., **89** : 360, 1963.
- 6) Woodruff, M. W. et al. : J. Urol., **89** : 746, 1963.
- 7) Brooks, R. T., Dettman, P. M. & Galuszka, A. A. : J. Urol., **90** : 107, 1963.
- 8) 土屋武彦 : 最新医学, **15** : 894, 昭35.
- 9) Curtis, L. : Nucleonics, **10** : 58, 1958.
- 10) Kuhl, D. E. et al. : Radiology, **66** : 730, 1956.
- 11) MacIntyre, W. J. et al. Am. J. Roentgenol., **77** : 471, 1957.
- 12) Horst, W. Strahlen Therap., **106** : 191, 1958.
- 13) Cassen, B. et al. : Nucleonics, **9** : 46, 1951.
- 14) Jacobs, M. E. et al. : Nucleonics, **12** : 60, 1954.
- 15) Horwitz, N. H. et al. : Nucleonics, **13** : 56, 1955.
- 16) 江藤他 : 日医放誌, **14** : 246, 1954.
- 17) 江藤他 : 日医放誌, **14** : 512, 1954.
- 18) 江藤他 : 日医放誌, **16** : 748, 1956.
- 19) Anger, H. O. & Rosenthal, D. J. : Scintillation Camera and Dosatron Camera ; Medical Radio isotope Scanning, p. 59., International Atomic Energy Agency, Vienna, 1959.
- 20) Kakehi, H. : Problems of Collimation ; Medical Radio isotope Scanning, p. 13, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1959.
- 21) 笈弘毅 : 内科, **10** : 621, 1962.
- 22) Greenlaw, R. H. & Quaife, C. M. : Radiology, **78** : 970, 1963.
- 23) 永井輝夫他 : ラジオアイソトープ線量測定の原理 ; アイソトープ臨床の実際, P. 26, 医歯薬出版株式会社, 東京, 1961.
- 24) Schmeiser, K. : Allgemeiner Nachweis Radioaktiver Isotope ; Schwiegk u. Turba, Künstliche Radioisotope in Physiologie, Diagnostik u. Therapie, I, S. 1, Springer-verlag. Berlin Göttingen. Heidelberg, 1961.
- 25) 村主進 : 放射性物質取扱法 : 三宅泰雄他, 放射化学ハンドブック, P. 617, 朝倉書店, 東京, 1962.
- 26) Borghgraef, R.R.M. et al. : J. Clin. Invest. **35** : 1055, 1956.